

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 02-177954

(43)Date of publication of application : 11.07.1990

(51)Int.Cl.

A61B 17/36

A61N 5/06

(21)Application number : 01-292115

(71)Applicant : PFIZER HOSPITAL PROD GROUP
INC

(22)Date of filing : 09.11.1989

(72)Inventor : FREIBERG ROBERT J

(30)Priority

Priority number : 88 269501

Priority date : 10.11.1988

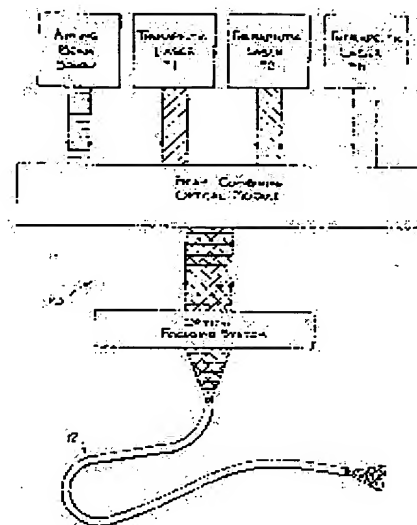
Priority country : US

(54) MEDICAL DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To enable to precisely cut, evaporate, anastomose and solidify both hard and soft tissues by equipping the device with at least two treatment-use radiation energy sources and a means to specify a common optical path to introduce energy into a tissue site.

CONSTITUTION: A medical multiple wavelength laser unit 10 includes at least two treatment-use laser sources #1 and #2 and pointing beam. Energy from the laser source is transferred to a beam combining optical module or a light-focusing unit. Energy from the light-focusing unit is transmitted to a flexible catheter 12 to introduce it to a tissue site. In the unit two treatment-use laser energy sources Nd:YAG and Er:YAG lasers are incorporated. Er:YAG is a precise incision tool of small repetition rate with laser wavelength of $2.9\mu\text{m}$, and this laser can effectively cut both bone and soft tissue. Nd:YAG produces beam of $1.06\mu\text{m}$ or $1.32\mu\text{m}$ or combining these, and the $1.06\mu\text{m}$ laser is an extremely effective solidifying tool and an effectively join tissue.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平2-177954

⑤ Int. Cl.³

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成2年(1990)7月11日

A 61 B 17/36
A 61 N 5/08

350

E

7916-4C
8932-4C

審査請求 未請求 請求項の数 10 (全9頁)

⑭ 発明の名称 医療装置

⑮ 特 願 平1-292115

⑯ 出 願 平1(1989)11月9日

優先権主張 ⑰ 1988年11月10日 ⑱ 米国(US) ⑲ 269501

⑳ 発 明 者 ロバート・ジェリー・ アメリカ合衆国、ステイト・オブ・カリフォルニア、ミツ
フライバーグ ション・ビュージョ、キャンベスター・23492㉑ 出 願 人 ファイザー・ホスピタル・アメリカ合衆国、ステイト・オブ・ニュー・ヨーク、ニュー
・プロダクツ・グルー ヨーク、イースト・ブオーティセカンド・ストリー
・インコーポレイ ト・235
テッド

㉒ 代 理 人 弁理士 川口 義雄 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

医療装置

2. 特許請求の範囲

(1) エネルギーを組織部位に伝送する医療装置であって、少なくとも2つの治療用放射エネルギー源と、それに沿って前記エネルギーを組織部位に送り出す共通の光路を規定する少なくとも1つのフッ化ジルコニウム光ファイバを包含する手段とを備えた医療装置。

(2) 前記エネルギー源が、

- a) 組織切開レーザ及び組織切除レーザからなる群から選択される少なくとも1つのレーザ、並びに
 - b) 組織凝固レーザ及び組織吻合レーザからなる群から選択される少なくとも1つのレーザ
- を包含する請求項1に記載の医療装置。

(3) 前記切開レーザ及び前記切除レーザが約2.0～約4.0ミクロンの範囲の波長を有する請求項

2に記載の医療装置。

(4) 前記波長がエルビウムレーザによって生成される約2.9ミクロンの波長である請求項3に記載の医療装置。

(5) 前記波長がホルミウムレーザによって生成される約2.1ミクロンの波長である請求項3に記載の医療装置。

(6) 前記凝固レーザ及び前記吻合レーザが約0.3～約2.0ミクロンの範囲の波長を有する請求項2に記載の医療装置。

(7) 前記波長がネオジムレーザによって生成される約1.08ミクロンの波長である請求項6に記載の医療装置。

(8) 前記波長がネオジムレーザによって生成される約1.32ミクロンの波長である請求項6に記載の医療装置。

(9) 更に、前記組織部位に送り出される前記エネルギーを源的とする可視光源を包含する請求項1

に記載の医療装置。

(10) 前記手段が、前記組織部位に送り出されるエネルギーを集束する手段を包含するレーザーカテテルを備えている請求項1に記載の医療装置。

3. 発明の詳細な説明

本発明は医療用レーザー装置に関与しており、特に、2つ以上のエネルギー源からでる治療用放射エネルギーを組織部位に、共通の光路に沿って伝送及び送り出すことに関する。更に本発明は、多重波長の治療用レーザーエネルギーを伝送して作業部位に送り出すことができる単一光路を有するレーザーカテテルを包含する。

最近のレーザー手術は、医師が通常のレーザーの線量を該当する特定の臨床用途に適合させる能力がないことで限界がある。例えば、扁桃摘出のごとき処置においてはある程度正確な切開が要求される一方、かかる処置では実際血管が多く、凝固が必要とされる。もう一方の極端な例を挙げれば、

光路に沿って送り出される多重波長の治療用放射エネルギーを使用する医療装置を発明した。

本発明は、少なくとも2つの治療用放射エネルギー源と、それに沿って前記エネルギーを組織部位に送り出すための共通の光路を規定する手段とを備えた、エネルギーを組織部位に伝送する医療装置に関する。光路は、カテテル、1つ以上の光ファイバ、中空導波管または関節式アームとすることができる。更に光路は、1つ以上の光ファイバと中空導波管との組合せまたは1つ以上の光ファイバと関節式アームとの組合せとしてもよい。また、関節式アームは中空導波管、反射光学素子または伝送光学素子を包含してもよい。

治療用エネルギー源はレーザー、特に組織切開、組織切除、組織凝固及び組織吻合レーザーである。レーザーエネルギーは、個々に、同時にまたは交互にエネルギー源から組織部位に送り出すことができる。また、エネルギーを所望の組織部位位置に方向付け

骨または半月板手術といった別の処置は完全に無血管処置であって、凝固を必要としない。今のところ、医療用レーザー技術を使用して切開及び凝固を行うためには、医師は、異なる経路に沿って処置部位に送り出される異なる波長のレーザーエネルギーを使用する。一般的に、外科医は独立したレーザー源を使用し、レーザーエネルギーを2つ以上の光路に沿って、例えば複数のカテテル、関節式アームまたは中空の導波管を使用して送り出す。

明らかに、医師に、レーザーの凝固及び切開能力を調整することができる正しい組合せのレーザー線量を正確に選択し、エネルギーを組織部位に単一の送出装置を通して送り出すための単純で且つ正確な手段を提供する、電気メス装置のごとき外科ツールが必要とされている。従って、本発明者は、単一の送出装置を使用することにより、医師が外科手術の際に硬質及び軟質いずれの組織も正確に切開、蒸発、吻合及び凝固できるために、共通の

るために、可視照準ビームを光路に沿って送り出すことができる。切開及び切除レーザーは約0.1～約0.3及び約2.0～約12.0ミクロンの範囲の波長を有する。前記大きい方の範囲において好ましい範囲は、1つが約2.7～約3.3ミクロンであり、もう1つが約5.5～約12.0ミクロンである。最も小さい範囲にある約0.2ミクロンの波長を生成するためにはエキシマーレーザーを使用することができる。約2.9ミクロンの波長を生成するためにはエルビウムレーザーを使用することができ、約10.6ミクロンの波長を生成するためには二酸化炭素レーザーを使用することができる。約2.1ミクロンの波長を生成するためにはホルミウムレーザーを使用することができる。凝固及び吻合レーザーは約0.3～約2.0ミクロンの範囲の波長を有しており、約1.06または約1.32ミクロンいずれかの波長を生成するためにはネオジウムレーザーを使用することが好ましい。或いは、約0.3～約2.0ミクロンの範囲の波長は、

好ましくは同調可能な色素レーザーまたは金風蒸気レーザーによって生成すると約0.4〜約0.7ミクロンの間の波長となる。

光ファイバは、カルコゲン化物、サファイア、重金属フッ化物、ハロゲン化物結晶、シリカまたは非酸化物ガラスとすることができるが、好ましいのは、フッ化ジルコニウムまたはシリカベースのファイバである。ファイバの外径は約85〜約600ミクロンの範囲であるが、好ましいファイバの直径は約180〜約250ミクロンである。

更に本発明は、2つ以上の治療用レーザーエネルギー源と、第1の端部が前記エネルギー源に連結されたカテーテルであって、それに沿って前記エネルギーを該カテーテルの第2の端部に送り出すための共通の経路を規定する少なくとも1つの細長い光ファイバを収容するボディを有するカテーテルとを備えた医療装置を提供する。

更に本発明は、第1の端部が2つ以上の治療レ

に送り出されるエネルギーを集束する手段を包含する。集束は、点、曲面または縁を端部とする光学的損失が小さい高熱容量の接触チップによってなされ得る。チップはサファイヤチップであるのが好ましい。或いは、集束は、光学的損失が小さい高熱容量の平凸レンズまたは光学的損失が小さい高熱容量の球状レンズのいずれかによって行なってもよい。後者2つの集束手段に加え、カテーテルの端部は更に、点、曲面または縁の端部形状を有する接触チップを包含することができる。最後に、カテーテルの第2の端部は、光学的損失が小さい高熱容量ウィンドウを単独でまたは点、曲面、縁もしくは平面を端部とする接触チップと組み合わせて包含してもよい。

以下、添付の図面を参照して本発明を説明する。幾つかの図において同じ参照番号は同じ部品を表す。

具体例

レーザーエネルギー源に連結されるようになっているレーザーカテーテルであって、それに沿ってレーザーを該カテーテルの第2の端部に送り出すための共通の経路を規定するボディ部分を有するカテーテルを備えた医療器具を提供する。カテーテルボディは少なくとも1つ、好ましくは単一の光ファイバを含む。このファイバは中実コアのファイバとすることができる。カテーテルのボディ部分は更に中空の可撓性導波管を包含することができる。好ましくは、エネルギー源は異なる出力波長で動作する。1つの形態においてはカテーテルボディ部分は握り手及び強化外側ケーシングを包含しており、別の形態においてはカテーテルボディ部分は第2の端部近傍に更に握り手及び半剛性のハウジングを包含する。

好ましい形態の医療器具は、手で保持されるようにされた可撓性カテーテルを備えており、このカテーテルは第2の端部近傍に更に、第2の端部

第1図には、本発明の医療用多重波長レーザー装置10の概略を図示してある。装置10は、少なくとも2つの治療用レーザー源11及び12と照準ビームとを包含する。所望であれば更に治療用レーザー源を追加することができる。レーザー源からでたエネルギーはビーム結合光学モジュールへ運搬され、次いで光集束装置へ運搬される。光集束装置からでたエネルギーは、それを通して組織部位(図示なし)へ送り出すための、手で保持されるようにされた可撓性カテーテル12へ伝送される。ビームの結合及び集束については、当業者には公知であるので特に詳細を説明しない。

第2図にはカテーテル12を詳細に示してある。カテーテル12はボディ部分14を有しており、カテーテル12の近位端部15には、カテーテル12を第1図の光集束装置及びエネルギー源に連結するためのコネクタ16と、気体流送出装置18とがある。カテーテルの遠位端部19には、組織係合点21を端部と

する光学的損失が小さい高熱容量の円錐形組織接触チップ20がある。コネクタ16は通常の連結手段であり、気体流送出装置18は、源は図示していないが、ファイバの遠位端部(端部19)、特にカテーテルチップを冷却する目的で備えられている。

第3図は、端部19の分解図を示すカテーテル12の拡大部分図である。光ファイバ22がボディ部分14内に設置されているのが判る。詳細は図示していないが、光ファイバ22はカテーテル12の長さを縦走しており、カテーテルの両端で固定されているが、ファイバは可撓性あって固定端部間で自由に動くことができる。集束されたエネルギーがチップの遠位端部または点21から出るように、チップ20がチップの端部に送り出されたエネルギーを集束させることが矢印から判る。使用に際して組織部位と接触するのはチップ20の端部である。

第4図から第8図は第3図と極めて類似の図であるが、わずかに異なる端部形状を有する。特に

路をたどる。第7図は、組織接触線31を有する光学的損失の小さい高熱容量の接触チップ30を示している。矢印で示してはいないが、エネルギーが線31の長さに沿ってチップから出るように、エネルギーがチップ30に集束される。第8図は第3図の端部形状に非常に類似ではあるが、更にウィンドウ26を包含している。集束されたエネルギーは、第3図に示したのと同様に組織部位に送り出される。本発明の範囲内で医師に、集束接触チップが非集束エレメントと一緒に使用することができる融通性のある装置を提供することを理解されたい。第8図と同様に、レンズ24及びチップ28、30はウィンドウ24と組み合わせて使用することができる。全ての組織接触チップはサファイヤで製造されるのが好ましいが、ダイヤモンドチップを使用することもできる。また、前記の高熱容量エレメントは300〜600℃の範囲の熱に耐え得ることが好ましい。

第4図には、円錐形チップ20に代わり、曲面25を有する光学的損失の小さい高熱容量の平凸集束レンズ24を示してある。レンズ24は、矢印で示したように送り出されたエネルギーをレンズを越えて集束する。従って使用に際してレンズ24は通例、治療されている組織と接触しない。組織と接触するのは焦点に集束されたエネルギーである。平凸レンズ24に代えて球状レンズ(図示なし)を使用することも可能であり、その機能はレンズ24と同様となる。第5図には光学的損失の小さい高熱容量のウィンドウ26が図示してある。第5図の端部の具体的な態様においては矢印から判るように放射エネルギーは収束せず、その代わりに発散し、放射エネルギーを組織とより大きな面積で接触させ得る。第6図は、平坦な組織接触面29を有する光学的損失の小さい高熱容量の組織接触チップ28を示す。矢印で示してはいないが、エネルギーはチップ28を出て、第5図に示されたエネルギー経路と極めて類似の経

光ファイバ22は、治療用放射エネルギーが送り出される共通の経路を提供する。光ファイバ22は好ましくは、単一の中実コアファイバである。しかしながら、多数のファイバを使用することもできるし、単一または多数のファイバは中空コアファイバとすることもできることを理解されたい。更にファイバは、中空の可撓性導波管または関節式アームと組み合わせて使用することもできる。(第9図に関して詳細に説明する)中空の可撓性導波管は、カテーテル12のボディ部分14内に設置することができる。ファイバ構成は所望によって、カルコゲン化物、サファイヤ、重金属フッ化物、ハロゲン化物結晶、シリカまたは非酸化物ガラスとすることができる。多数の外科用途においては、ファイバはフッ化ジルコニウムまたはシリカベースのファイバであるのが好ましい。ファイバの寸法は、外径が約85〜約800ミクロンの範囲とすることができるが、好ましいファイバの直径は約

180〜約250ミクロンである。

第9図に示した別の具体的態様においては、放射エネルギーを組織部位に伝送するために、カテーテル12に代えて関節式アーム32を使用する。この図では、アーム32はそのなかに中空導波管34が設置されている。端部36は、光集束装置に連結されるようになっており、端部38はエネルギーを組織部位に送り出す。関節式アーム32は、一連の真つすぐな中空部分42及びそれらを連結する連結部材40を包含しており、各連結部材40には、放射エネルギーを直線形セグメントの中央軸に沿って送り出す1つ以上の光学素子44が設置されている。光学素子44は、鏡のごとき反射素子、またはレンズのごとき透過素子または鏡及びレンズの組合せとすることができる。中空導波管34は、送り出されたエネルギー波の通過を案内するために使用される管である。関節式アームは導波管34を包含することが判る一方で、本発明は、導波管なしで使用される

放射エネルギーは組織部位に共通の光路に沿って送り出される。エネルギー源は、異なる出力波長で動作するレーザエネルギー源であるのが好ましい。エネルギーは赤外または可視いずれでもよいが、赤外が好ましい。更に、可視放射エネルギーである標準ビームが好ましくは同じ光路に沿って伝送され、治療エネルギーを組織部位治療位置に正確に方向付けるために使用される。異なるエネルギー源からの治療エネルギーは治療部位に個々に、同時にまたは交互に送り出すことができる。エネルギー源は、2つ以上の組織切開もしくは組織切除レーザ、2つ以上の組織凝固もしくは組織吻合レーザ、または1つ以上の組織切開もしくは組織切除レーザ及び1つ以上の組織凝固もしくは組織吻合レーザの組合せとすることができる。

組織切開及び組織切除レーザは通例、約0.1〜約0.3ミクロン及び約2.0〜12.0ミクロンの範囲で動作する。組織切開及び切除レーザは、水蒸気ス

関節式アームを包含することも理解されたい。更に、光学素子44を内部に設置することで包含する中空導波管は関節式アームがなくとも使用され得ることを理解されたい。前記したように、光ファイバ22を関節式アームまたは中空導波管のいずれかと、ファイバをアームまたは導波管の内部に設置することで組み合わせて使用することも、本発明の範囲内に包含される。ファイバはアームまたは導波管の長さを縦走し、しかも光学素子に置き換わり得る。端部38は、カテーテル12の端部19について記載した任意の形状とすることができる。

最後に第10図及び第11図にはそれぞれカテーテル12の変形例であるカテーテル12'及びカテーテル12''を示してある。カテーテル12'はボディ部分14'、強化外側ケーシング46及び握り手48を包含する。カテーテル12''はボディ部分14''、半剛性ハウジング50及び握り手52を包含する。

少なくとも2つのエネルギー源からでる治療用放

ベクトルにおいてエネルギー吸収性の強い波長に対応する範囲の波長を有する。組織凝固及び組織吻合レーザは通例、約0.3〜約2.0ミクロンの範囲で動作する。組織凝固及び吻合レーザは、水蒸気スベクトルにおいてエネルギー吸収性の弱い波長に対応し、且つヘモグロビン及びメラニンといった他の組織構成要素のスペクトルにおいてエネルギー吸収性の強い波長に対応し得る範囲の波長を有する。

多数のレーザエネルギー源を使用することができる。切開または切除レーザとして約0.2ミクロンの波長を生成するためにはエキシマーレーザを使用することができる。約2.7〜約3.3ミクロンの好ましい範囲内にある約2.9ミクロンの波長の切開または切除レーザを生成するためにはエルビウムレーザを使用することができる。或いは、約2.0〜約12.0ミクロンの好ましい範囲内にある約2.1ミクロンの波長の切開または切除レーザを生成するためにはホルミウムレーザを使用することがで

きる。約5.5〜約12.0ミクロンの好ましい範囲内にある約10.6ミクロンの波長の切開または切除レーザを生成するためには二酸化炭素レーザを使用することができる。約1.06ミクロンまたは約1.32ミクロンのいずれかの波長の凝固または吻合レーザを生成するためには、ネオジムレーザを使用することができる。約0.4〜約0.7ミクロンの波長範囲で動作する別の凝固または吻合レーザは、同調可能な色素レーザまたは金属蒸気レーザによって生成することができる。

第1図に示した本発明の特定の好ましい具体的態様においては、装置には2つの別個の治療用レーザエネルギー源、即ちNd:YAG及びEr:YAGレーザが組み込まれている。Er:YAGは、反復速度(repetition rate)が小さい正確な切開ツールである。Er:YAGレーザ波長は2.9ミクロンであって、これは水の吸収域と一致するので、レーザは骨及び軟質組織の両方を効果的に切開する。より高い

可能である。各レーザは、レーザヘッド、制御電子パワーメータ及び照準ビームが組み込まれた共振器モジュールと、出力供給及び冷却装置を包含する個別の出力モジュールとで構成することができる。レーザヘッドは、Nd装置に対しては30W CWといったより小さな出力装置を動力源とすることもできるし、60W CWといったより大きな出力装置を動力源とすることもできる。

それぞれのレーザからのレーザエネルギーを固有のファイバの光送出装置によって送り出すという任意選択手段もある。例えば、Nd:YAGレーザエネルギーを第1のファイバを通して組織に送り出し、Er:YAGを第2のファイバを通して集束することができる。好ましい具体例は、第1図に模式的に示したようなビーム結合モジュールにおいてNd:YAGエネルギーとEr:YAGエネルギーを重ね合わせることである。モジュールは、Ndレーザビーム、Erレーザビーム及び照準ビームを同時に、可視、近赤

外反復速度においては、レーザはより攻撃的になり、より大きな体積の材料を取り除くための切除ツールとして使用することができる。1パルス当たりのエネルギー及び反復速度は、Nd:YAG源とは全く独立して正確に調節することができる。Nd:YAGは1.06ミクロン、1.32ミクロンまたはこれらを組み合わせたビームを生成することができる。1.06ミクロンでは、レーザは極めて有効な凝固ツールである。また、1.32ミクロンのレーザは組織を効果的に接合する。この連続波Nd:YAG系は、Er:YAGレーザとは独立して正確に調節されるパワーレベルを有する。各レーザの線量計測パラメータは独立にプログラム化することができ、それぞれの出力は単一の足踏みペダルによって同時に調節され、結合された多重波長出力が共通の光ファイバ送出装置を通して同時に送り出される。

2つのレーザ装置の各々は実際にはモジュールとすることができ、より高いパワーレベルに拡張

外及び中間赤外波長を伝送できる単一のファイバを通して組織上に共線的に並べる。ファイバはフッ化ジルコニウムファイバまたはシリカベースのファイバのいずれかであるのが好ましい。

ファイバ光送出装置は使い捨てまたは再使用可能とすることができる。好ましい具体的態様は、フッ化ジルコニウムファイバと、遠位焦点レンズと、近位コネクタと、殺菌、密封性及び構造的保全性のためのカテーテルハウジングとを包含する。気体または流体を、ファイバの遠位チップを冷却するように、及び切除された組織がカテーテルの遠位レンズ上に跳ね返りを防止する手段として組織に方向付けられるように、カテーテルを通過させることができる。可視性内視鏡用途のための典型的なカテーテルを第2図に示してある。第10図は、外部レーザ外科用途のために頑丈となるように補強され機械的に強化されたカテーテルの図である。第11図は、ENTの分野の処置に適用可能な

半剛性内視鏡誘導針と一体的なカテーテルの図である。

本発明の医療装置を用い、医師は2.9ミクロンのパルスレーザービームを使用して正確に切開し、平均パワーがより高い2.9ミクロンのレーザービームまたは1.06ミクロンのレーザービームのいずれかを使用して蒸発し、1.06ミクロンのビームを使用して凝固し、1.32ミクロンのビームを使用して接合することができ、可視照準ビームを使用して治療用赤外レーザー放射線を案内することができる。別個のレーザー及び/または組合せレーザーのいずれかによって生成される上記レーザー放射線は、可視から中間赤外の範囲を伝送できる単一のファイバを通して個々に、同時にまたは交互に送り出され得る。

以上、本発明を好ましい具体的態様を参照して説明した。しかしながら当業者は、本発明の範囲及び主旨を離れずとも特許請求の範囲に含まれる

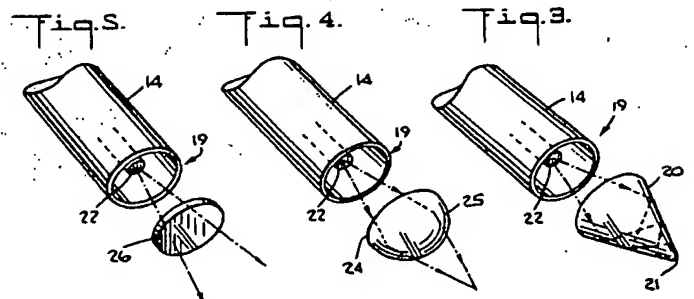
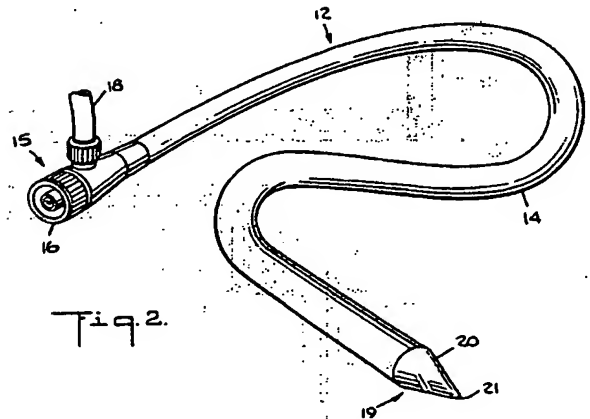
本発明の形態には変更がなされ得ること、及び、本発明の特定の特性が、他の特性を対応して使用せずとも有利に使用され得ることを理解するであろう。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明を実現する医療用多重波長レーザー装置の概略図、第2図は第1図に示したものと同様であるが端部部分を変更してある可撓性レーザーカテーテルの概略図、第3図はカテーテルチップに送り出され且つそこから出る放射エネルギーの集束を示す、光ファイバを包含する第2図のカテーテルの端部部分の拡大部分図、第4図及び第5図はそれぞれ、レンズによる放射エネルギーの集束(第4図)及びウインドウによる放射エネルギーの発散(第5図)を示す、光ファイバを包含する第3図のカテーテルの端部部分の変更例の図、第6図及び第7図はそれぞれ、平坦な端部(第6図)及び縁に向かってテーバー形をなす端部(第7図)を備え

たカテーテルの端部部分の別の変更例の図、第8図は第5図のウインドウ及び第3図のチップが同じ装置において実現されている別のカテーテル端部部分の変更例の図、第9図は中空の導波管が包含された関節式アームの概略図、第10図は第2図のカテーテルの変更例の図、第11図は半剛性遠位部分を示す第2図のカテーテルの別の変更例の図である。

11, 12...治療用レーザー、10...医療用多重波長レーザー装置、12...可撓性カテーテル、14...ボディ部分、16...コネクタ、18...気体流送出装置、20...チップ、24...平凸レンズ、26...ウインドウ、32...関節式アーム、34...中空導波管、40...連結部材。



ファイバー・ホスピタル・フロッグ
 クレフ・インコーポレーテッド
 代理人 弁理士 川口 義雄
 代理人 弁理士 中村 至武
 代理人 弁理士 船山 武

Fig. 1.

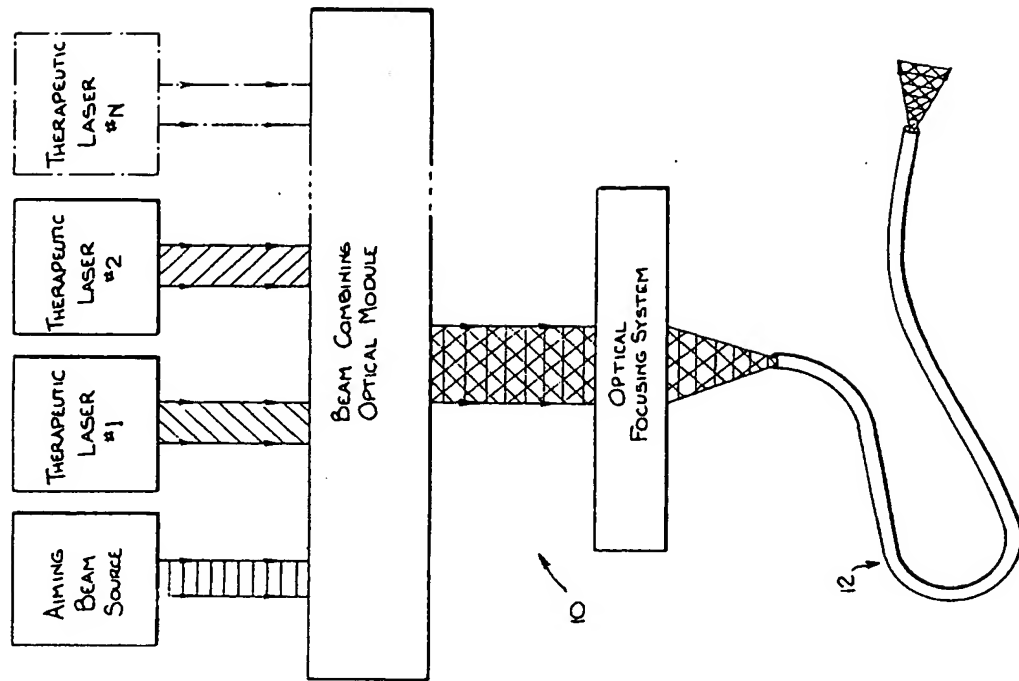


Fig. 9

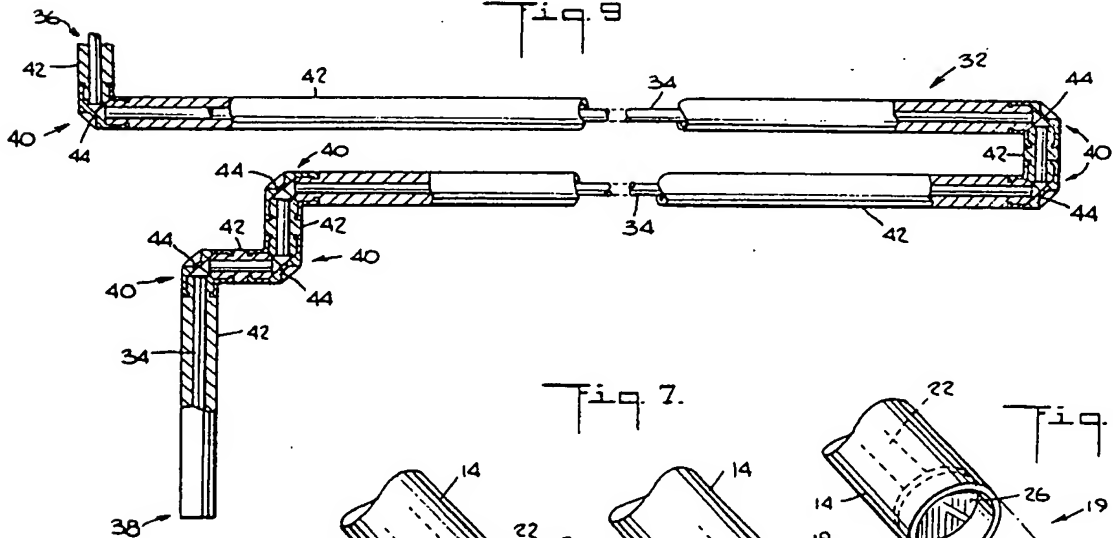


Fig. 7.

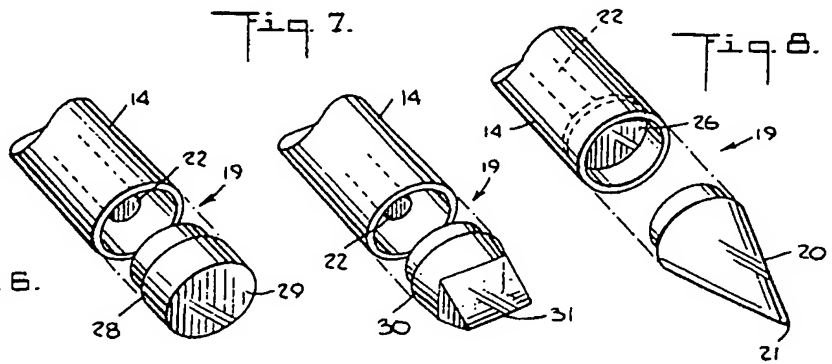


Fig. 8.

Fig. 6.

